

⑤ Int. Cl.⁵

A 61 B 5/07

識別記号

庁内整理番号

8932-4C

⑬ 公開 平成4年(1992)6月26日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全8頁)

⑭ 発明の名称 医療用カプセル

⑰ 特 願 平2-310857

⑱ 出 願 平2(1990)11月16日

⑲ 発 明 者 五 反 田 正 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 工 藤 正 宏 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 田 畑 孝 夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑳ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉑ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

医 療 用 カ プ セ ル

2. 特許請求の範囲

体腔内の諸情報を検出するためのカプセル本体と、このカプセル本体内に設けられ指向性、送受信周波数が異なる複数のアンテナとを具備したことを特徴とする医療用カプセル。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

この発明は体腔内にあるカプセルの位置を体外で検出できる医療用カプセルに関する。

〔従来の技術〕

被検査者がカプセルを飲み込み、カプセルによって体腔内の消化液等を採取したり、体腔内へ薬液等を放出する医療用カプセルは、例えば特公昭63-21494号公報で知られている。ところで、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルが体腔内の目的の部位に到達したか否かは飲み込み後の経過時間によって推測するか、または体外から

X線によって透視する方法が一般的である。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を知るために飲み込み後の経過時間によって推測するのはカプセルの位置を正確に検出できない。また、体外からX線によって透視する方法は、カプセルの位置を正確に検出できるが、長時間または何回かのX線の照射により人体に悪影響を及ぼすという問題がある。

そこで、第13図に示すように、カプセル本体aの内部にバッテリbと送信コイルからなるアンテナcを収納した医療用カプセルが開発された。この医療用カプセルは、被検査者が飲み込み、体腔内においてアンテナcから電波を発信し、体外に設置した受信部で受信することにより、医療用カプセルの位置を検知できる。しかし、カプセル本体aの内部に1個のアンテナcを備えただけであり、矢印方向に電波が飛んで行く。したがって、カプセル本体aの上下方向では電波の検知ができるが、カプセル本体aの左右方向では電波が弱く、

検知が難しく、カプセルの位置を正確に検知できないという問題がある。

この発明は前記記事情に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、カプセルの位置、向きに拘らず、その位置を正確に検知でき、しかも人体に安全な医療用カプセルを提供することにある。

〔課題を解決するための手段および作用〕

この発明は、前記課題を解決するために、体腔内の諸情報を検出するためのカプセル本体と、このカプセル本体に設けられ指向性、送受信周波数が異なる複数のアンテナとから構成する。

被検査者がカプセルを飲み込んで体腔内を移動中に体腔内の諸情報を検出して体外に送信するとともに、複数のアンテナから体外に発信された電波の方向、強度、周波数等によってカプセルの位置、向き等を体外で受信してカプセルの位置を正確に検知する。

〔実施例〕

以下、この発明の各実施例を図面に基づいて

— 3 —

位置検 8 はカプセル本体 1 の軸方向と直角方向（横方向）に、さらに第 3 のアンテナ 9 はカプセル本体 1 の軸方向と直角方向（前方向）に、指向性が直交する X Y Z の 3 方向に電波を発信するようになっている。さらに、第 1 のアンテナ 7 は発振周波数 f_1 に、第 2 のアンテナ 8 は発振周波数 f_2 に、第 3 のアンテナ 9 は発振周波数 f_3 に、異なる発振周波数の電波を発信するようになっている。

第 2 図は位置検出回路のブロック図であり、カプセル本体 1 の第 1 のセンサ 6 からの検知信号および第 1～第 3 のアンテナ 7～9 から発信された電波は受信アンテナ 11 によって受信される。受信アンテナ 11 によって受信した信号は、検波器 12 を介して選局回路 13 に入力される。選局回路 13 は異なる発振周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 に応じて独立して設けた第 1～第 3 の増幅器 14～16 を介して第 1 の表示部 17 に入力され、第 1 の表示部 17 は第 1 のセンサ 6 によって検知した体腔内の圧力を表示する。第 1～第 3 の増幅器 14～16 によって増幅された信号は、さらに位

— 5 —

説明する。

第 1 図および第 2 図は第 1 の実施例を示す。第 1 図に示す、カプセル本体 1 は、円筒部 2 と、この円筒部 2 の軸方向両端部に装着された半球状のキャップ 3、4 とから構成されている。カプセル本体 1 の内部における一端側、図において下側にはバッテリー 5 が設けられ、上側には例えば圧力測定用の第 1 のセンサ 6 が設けられている。

また、カプセル本体 1 の内部における円筒部 2 にはこれと同軸的に送信コイルからなる第 1 のアンテナ 7 が設けられている。この第 1 のアンテナ 7 の下部には円筒部 2 の軸方向と直角方向に送信コイルからなる第 2 のアンテナ 8 および第 3 のアンテナ 9 が設けられ、この第 2 のアンテナ 8 と第 3 のアンテナ 9 とは直角方向に指向している。すなわち、カプセル本体 1 の内部には第 1～第 3 のアンテナ 7～9 が収納されており、これらは変調回路 10 を介して前記バッテリー 5 に電気的に接続されている。そして、第 1 のアンテナ 7 はカプセル本体 1 の軸方向（上方向）に、第 2 のアンテナ

— 4 —

出回路 18 を介して第 2 の表示部 19 に入力され、第 2 の表示部 19 は第 1～第 3 のアンテナ 7～9 から発信される電波の強さを比較することにより、カプセル本体 1 の位置、向き（姿勢）を検出して表示する。したがって、カプセル本体 1 の位置、向きを正確に検出でき、その時の体腔内の圧力を検出できる。

したがって、被検査者がカプセル本体 1 を飲み込むと、カプセル本体 1 は人体の食道、胃、腸の順に移動する。このとき、カプセル本体 1 の第 1 のセンサ 6 によって体腔内の圧力を検出し、この検出信号は変調回路 10 を介して第 1 のアンテナ 7 から発信される。これと同時に第 1～第 3 のアンテナ 7～9 からそれぞれ異なる発振周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の電波が発信され、第 1 のセンサ 6 による検出信号とともに受信アンテナ 11 が受信する。受信アンテナ 11 によって受信した信号は、検波器 12 を介して選局回路 13 に入力される。選局回路 13 は異なる発振周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 に応じて独立して設けた第 1～第 3 の増幅器

— 6 —

14~16を介して第1の表示部17に輸入され、第1の表示部17は第1のセンサ6によって検出した体腔内の圧力を表示する。第1~第3の増幅器14~16によって増幅された信号は、さらに位置検出回路18を介して第2の表示部19に輸入され、第2の表示部19は第1~第3のアンテナ7~9から発信される電波の強さを比較することにより、カプセル本体1の位置、向き(姿勢)を検出して表示する。したがって、カプセル本体1の位置、向きを正確に検出し、その時の体腔内の圧力を検出する。

第3図および第4図は第2の実施例を示すもので、第1の実施例と共通する部分は同一番号を付して説明を省略する。

第3図に示すように、この実施例は、カプセル本体1の円筒部2にバッテリー5が設けられている。また、カプセル本体1の内部における一端側、図において下側には例えば温度測定用の第2のセンサ20および変調回路21が設けられている。すなわち、カプセル本体1には圧力測定用の第1の

- 7 -

リングするため、バッテリーの消費が著しい。そこで、体外からカプセルの内部のスイッチをオン・オフしている。しかし、スイッチのオン・オフ制御が困難であり、仮に一定時間でオン・オフを繰り返した場合、オフ時に患者に異常が起こる場合もある。そこで、バッテリーの消費を抑えつつ、体腔内の情報の変化を確実に検出できる医療用カプセルを開発した。

第5図および第6図は、その実施例を示すもので、25は発信回路部で、増幅器26、変調回路27および発信用のアンテナ28を備えている。29はスイッチ制御回路部で、ウインドコンプレータ30、タイマ31を備えている。バッテリー32はスイッチ33を介して前記発信回路部25に接続され、このスイッチ33は前記タイマ31から出力信号が輸入されたときのみオンとなる。バッテリー32はサーミスタからなるpHセンサ34の入力側に接続され、この出力側は前記発信回路部25の増幅器26およびスイッチ制御回路部29のウインドコンプレータ30に接続されてい

- 9 -

センサ6と温度測定用の第2のセンサ20を備えている。また、カプセル本体1の内部には第1のアンテナ7と第2のアンテナ8を備え、指向性が直交する2方向に電波を発信するようになっており、第3のアンテナ9を廃止している。したがって、第4図に示すように、第1のアンテナ7の発振周波数 f_1 に対応する第1の増幅器14と第2のアンテナ8の発振周波数 f_2 に対応する第2の増幅器15が設けられている。そして、第1の増幅器14は第1の表示部17に接続され、第1のセンサ6によって検出した体腔内の圧力が第1の表示部17に表示される。また、第2の増幅器15は第3の表示部22に接続され、第3の表示部22は第2のセンサ20によって検出した体腔内の温度を第3の表示部22に表示する。したがって、第1の実施例と同様に、カプセル本体1の位置、向き(姿勢)を正確に検出し、その時の体腔内の圧力とともに温度を検出することができる。

前述したように、バッテリーを内蔵した医療用カプセルは、長時間に亘って体腔内の情報をモニタ

- 8 -

る。さらに、バッテリー32はスイッチ制御回路部29に接続されているとともに、ウインドコンプレータ30に基準電圧を印加している。

したがって、pHセンサ34の出力は、ウインドコンプレータ30で基準電圧と比較される。そして、第6図に示すように、ウインド幅を越えた場合はウインドコンプレータ30からタイマ31を駆動する信号を出力する。タイマ31が駆動すると、スイッチ33がオン・オフを繰り返し、バッテリー32から発信回路部25に電圧を供給する。このため、発信回路部25はpHセンサ34からの出力信号を増幅器26によって増幅した後、変調回路27によって変調し、アンテナ28から発信する。

このように、pHセンサ34の出力が基準電圧の範囲(異常なしと思われる範囲)内であれば、スイッチ33はオフ状態にあるため、発信回路部25へ電圧は供給されないことになり、発信回路部25ではバッテリー32の電力は消費されない。また、pHセンサ34の出力が範囲を越えた場合も、

- 10 -

タイマ 31 によりスイッチ 33 をオン・オフするため、持続的データを得つつ、電力の節約が図れる。

第 7 図および第 8 図は、微分回路 35 により pH センサ 34 の出力の時間に対する変化を検出したものである。すなわち、pH センサ 34 の出力側を微分回路 35 を介してスイッチ制御回路部 29 に接続し、この微分回路 35 により pH センサ 34 の出力の時間に対する変化を検出してスイッチ制御回路部 29 に入力する。

$$(\text{微分回路の出力} \propto \frac{d}{dt} \cdot V_{in})$$

但し V_{in} : 入力電圧

pH センサ 34 の出力は微分回路 35 を介してスイッチ制御回路部 29 に入力され、基準電圧と比較される。そして、第 8 図に示すように、基準電圧を越えた場合（急激な変化をした場合）スイッチ 33 がオン・オフを繰り返す、バッテリー 32 から発信回路部 25 に電圧を供給する。この場合、微分回路 35 の出力が基準値の範囲を下回った場

— 1 1 —

することにより、体腔内のカプセル本体 38 の位置を知ることができる。

第 11 図および第 12 図は、前記実施例と同様に、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を知る手段として、生体地図と基準点とによって位置検出を行う実施例である。

生体地図として被検査者の生体とともに心臓の位置を CT、MRI または超音波等による診断装置によって検出し、これを生体マップとして心臓の位置とともにメモリ 36 に記憶する。一方、カプセル本体 42 の内部には心電図検出電極 43 とともに信号処理回路 44、メモリ 45 およびバッテリー 46 が設けられている。さらに、カプセル本体 42 の内部にはメモリ 45 と信号の授受を行うメモリアクセス用電極 47 が設けられている。

前記心電図検出電極 43 からの検出信号は波形解析回路 48 を介して演算器 49 に入力され、演算器 49 からの信号と前記メモリ 45 に記憶された生体マップとを位置検出回路 50 によって照合することにより、カプセル本体 42 が心臓からど

— 1 3 —

合にもモニタをし続けられるようにするため、スイッチ 33 がオン・オフを一定時間続ける。したがって、急激な生体情報の変化を迅速に知ることができる。

第 9 図および第 10 図は、被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を知る手段として、生体地図と基準点とによって位置検出を行う実施例である。

生体地図として被検査者 A の生体を CT、MRI または超音波等による診断装置によって検出し、これを生体マップとしてメモリ 36 に記憶する。一方、被検査者 A の体外の一部に基準点としての基準信号発振源からなる発振器 37 を固定し、この発振器 37 から体腔内に向けて電波を発信する。一方、カプセル本体 38 の内部には受信器 39 および演算器 40 が設けられており、発振器 37 からの信号を受信して基準点としての発振器 37 からの方位と距離を演算する。そして、演算器 40 からの信号と前記メモリ 36 に記憶された生体マップとを位置検出回路 41 によって照合

— 1 2 —

の方向にどれだけ離れているか知ることができ、発振器が不要となる。

[発明の効果]

以上説明したように、この発明によれば、体腔内の諸情報を検出するためのカプセル本体内に指向性、送受信周波数が異なる複数のアンテナを設けたから、複数のアンテナから体外に発信された電波の方向、強度、周波数等によってカプセルの位置、向き等を体外で受信してカプセルの位置を検知することができ、カプセルの位置、向きに拘らず、その位置を正確に検知でき、しかも人体に安全な医療用カプセルを提供できるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第 1 図および第 2 図はこの発明の第 1 の実施例を示し、第 1 図はカプセルの縦断側面図、第 2 図は電気回路のブロック図、第 3 図および第 4 図はこの発明の第 2 の実施例を示し、第 3 図はカプセルの縦断側面図、第 4 図は電気回路のブロック図、第 5 図はバッテリー内蔵型カプセルの電気回路

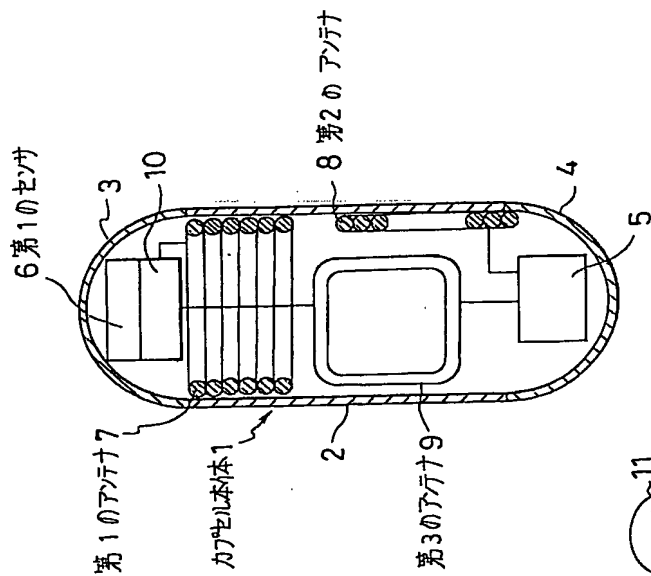
— 1 4 —

のブロック図、第6図は同じくタイミングチャート図、第7図はバッテリー内蔵型カプセルの電気回路のブロック図、第8図は同じくタイミングチャート図、第9図は被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を検出する実施例のブロック図、第10図は人体の構成図、第11図は被検査者が飲み込んだ医療用カプセルの位置を検出する他の実施例のブロック図、第12図はカプセルの縦断側面図、第13図は従来の医療用カプセルの縦断側面図である。

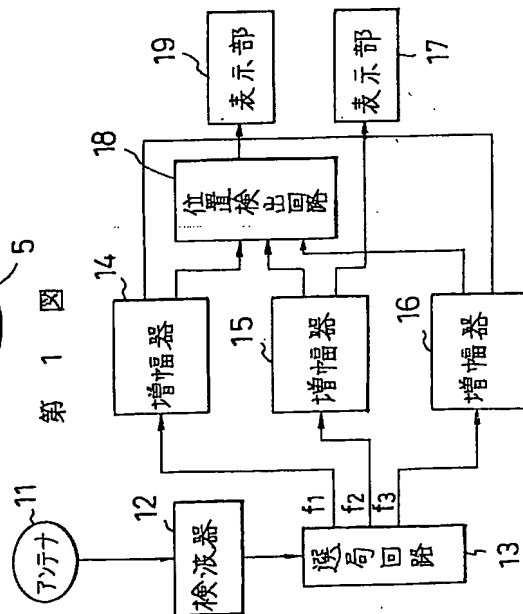
1…カプセル本体、6…センサ、7, 8, 9…アンテナ。

出願人代理人 弁理士 坪井 淳

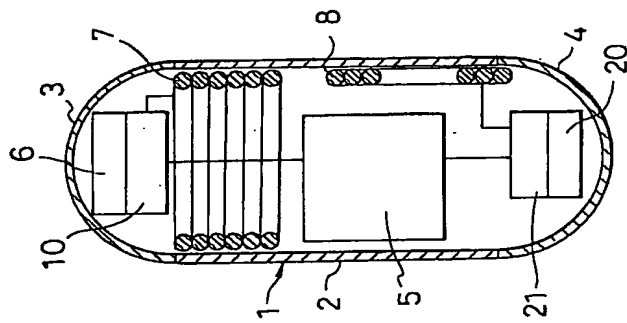
- 15 -



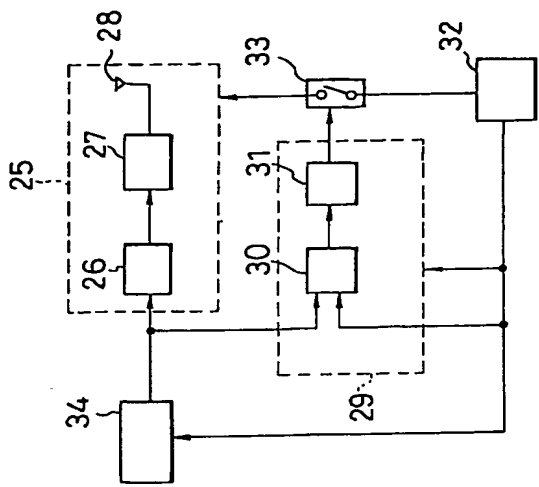
第1図



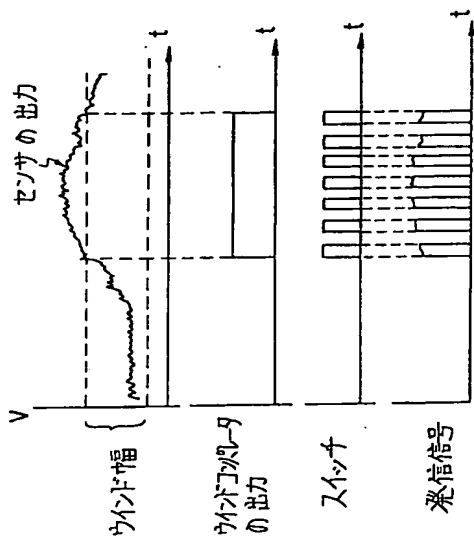
第2図



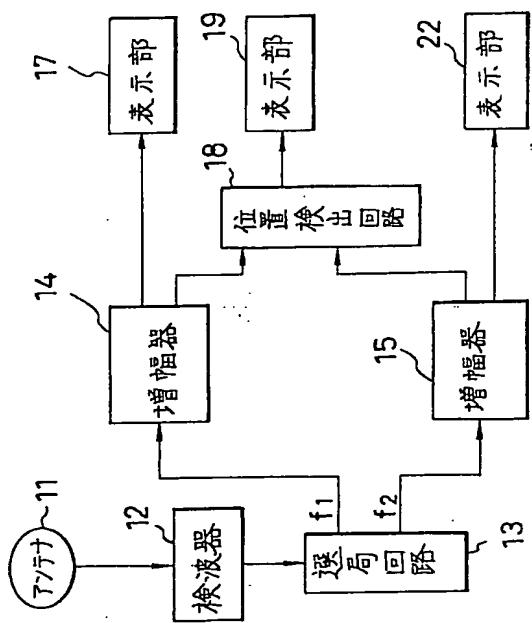
第 3 図



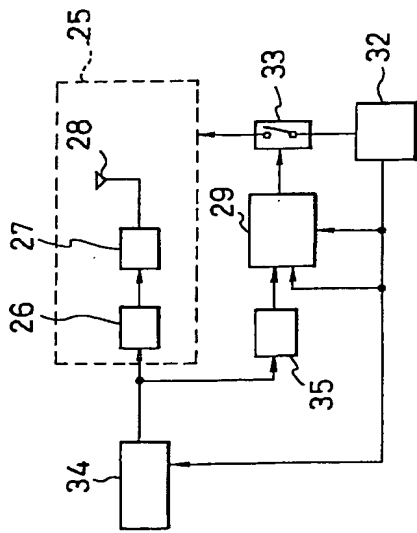
第 5 図



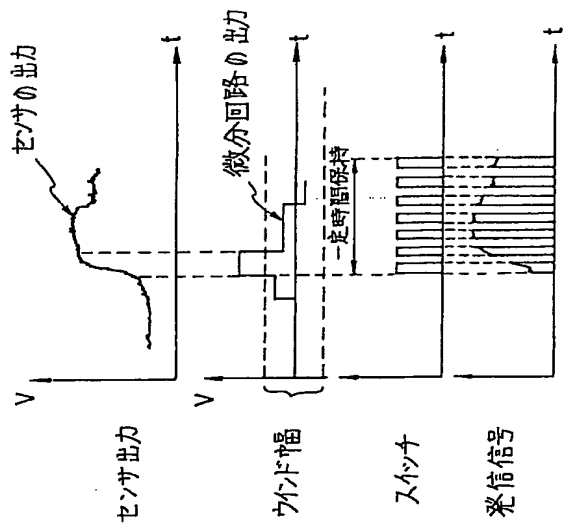
第 6 図



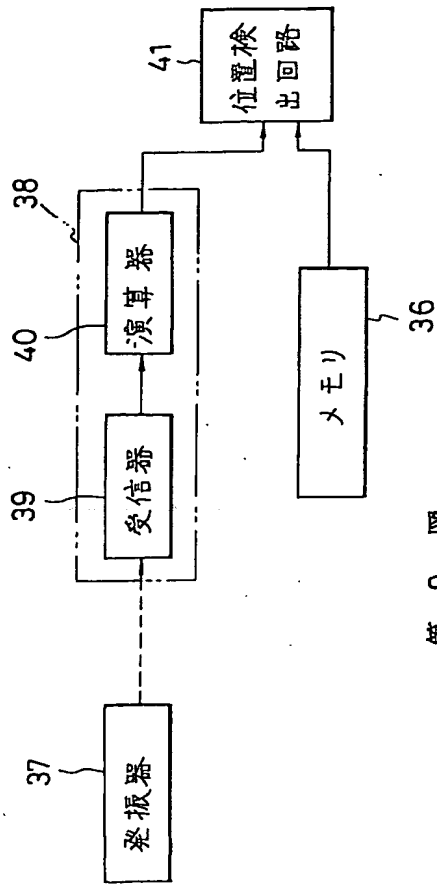
第 4 図



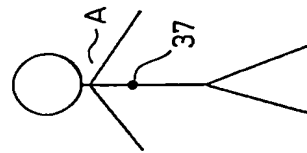
第 7 図



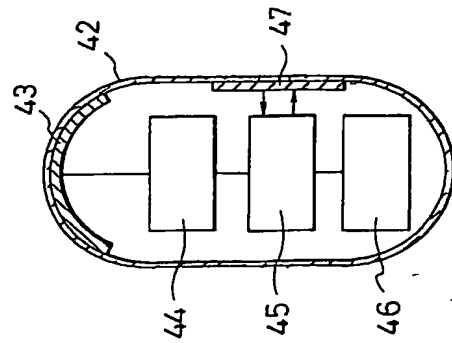
第 8 図



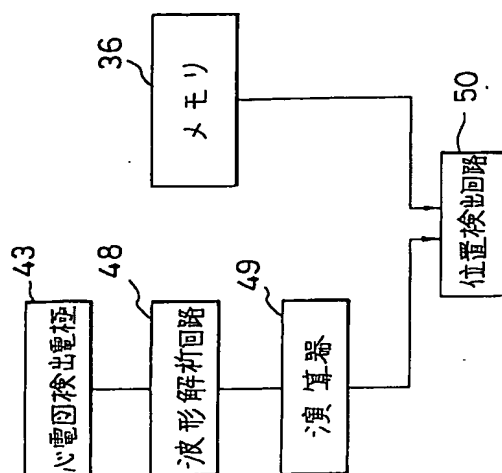
第 9 図



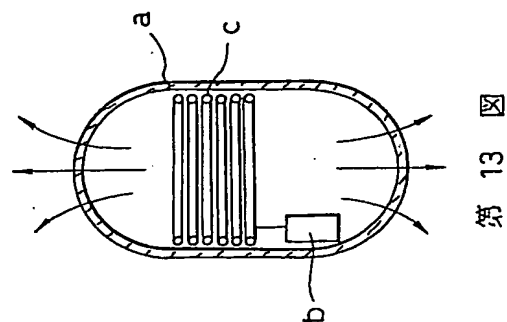
第 10 図



第 11 図



第 12 図



第 13 図

第 1 頁の続き

⑦発明者	大島	豊	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	岡田	勉	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	鈴木	明	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	布施	栄一	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	林	正明	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	植田	康弘	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	安達	英之	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号	オリンパス光学工業株式会社内